

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ДЕФОРМАЦИИ И ТЕРМИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ НА СТРУКТУРНО-ФАЗОВОЕ СОСТОЯНИЕ ТИТАНОВОГО В-СПЛАВА¹.

Голосова О.А.

Профессор, доктор физ.-мат. наук Колобов Ю.Р., Вершинина Т.Н.

Белгородский государственный университет, г. Белгород

Ollilac@rambler.ru

В настоящее время лучшим материалом для изготовления медицинских имплантатов является титан и его сплавы, благодаря его уникальной коррозионной стойкости, биосовместимости и высокой прочности [1]. Для этих целей в России используют технически чистый титан ВТ1-0 и ВТ1-00, а также титановый сплав ВТ6, легированный ванадием и алюминием. Однако последний сплав используется все реже в связи с тем, что V и Al оказывают токсичные действия на биологические объекты. Наибольший интерес представляют собой β титановые сплавы с низким модулем упругости, близким к соответствующему для костной ткани. Состав данных сплавов характеризуется отсутствием токсичных элементов (V, Ni, Cu, Co), и элементов вызывающих со стороны живого организма реакцию инкапсуляции (Al, Fe, Ag, Au) [2]. Низкое значение модуля упругости имплантируемого материала позволяет предотвратить резорбцию кости вокруг имплантата и исключить эффекты экранирования напряжения [3].

В данной работе в качестве исследуемого материала используются кованные литые образцы β титанового сплава системы Ti-26Nb-7Mo -12Zr в состояниях после механической и термомеханической обработки (табл. 1).

Таблица 1. Исследованные состояния сплава Ti-26Nb-7Mo-12Zr.

№	Степень деформации при прокатке, %	Температура закалки, °С
1	30	-
2	60	-
3	90	-
4	30	850
5	60	850
6	90	850

¹Работа выполнена при финансовой поддержке аналитической ведомственной целевой программы «Развитие научного потенциала высшей школы», проект № 2.1.2/1061.

Листовая прокатка плоского образца толщиной 6,7 мм осуществлялась без использования нагрева при комнатной температуре при обжатиях ~ 100-200 мкм за один проход. В результате листовой прокатки были получены 3 состояния сплава с суммарным обжатием 30%, 60% и 90%. Во всех трех состояниях после прокатки сформировалась волокнистая структура с поперечными размерами зерен 308 ± 23 мкм, 291 ± 14 мкм и 410 ± 23 мкм, соответственно.

Последующий нагрев материала приводит к развитию процесса рекристаллизации, при этом образование и рост зародышей рекристаллизации по данным анализа картин дифракции обратно-рассеянных электронов (ДОРЭ-анализ) происходит на большеугловых границах зерен. Микроструктура холоднокатаных образцов сплава Ti-26Nb-7Mo-12Zr с суммарными обжатиями 30% и 60% после закалки (850°C , 15 мин., охлаждение в воде) представлена частично рекристаллизованными зернами, объемная доля которых составляет $43 \pm 2\%$ и $94 \pm 2\%$, соответственно (рис. 1). В данных состояниях после приведенной выше термомеханической обработки наблюдается существенное уменьшение среднего размера зерен до $20 \pm 0,8$ мкм (30% холодной прокатки) и $10 \pm 0,3$ мкм (60% холодной прокатки).

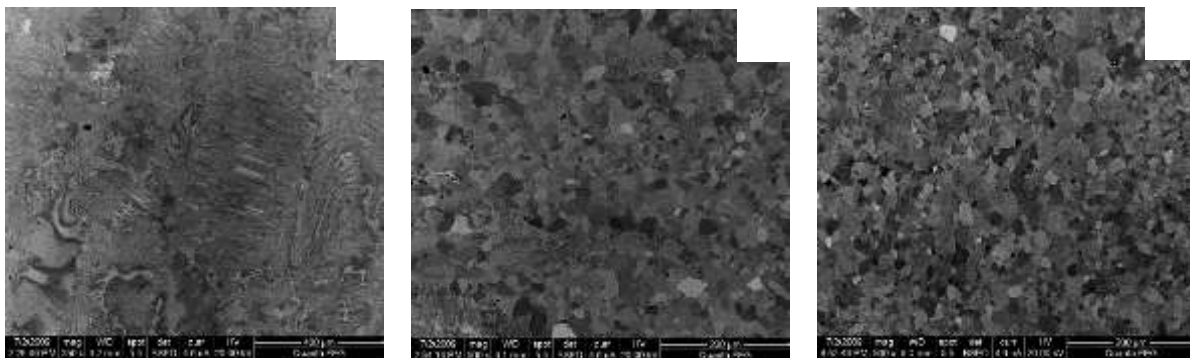


Рисунок 1. Микроструктура сплава системы Ti-26Nb-7Mo-12Zr после а) 30%, б) 60%, в) 90% прокатки при комнатной температуре и отжига под закалку при $T=850^\circ$.

В отличие от предыдущих состояний, с меньшей степенью холодной деформации, в которых рекристаллизация прошла не полностью, в состоянии после 90% прокатки при комнатной температуре и отжига под закалку рекристаллизацию претерпело 100% объема материала, причем средний размер зерен составляет $9 \pm 0,3$ мкм (рис. 1).

Одной из важнейших характеристик сплавов медицинского назначения является модуль упругости. Естественно, в идеале предпочтительно использовать материал с низким значением модуля упругости, эквивалентным модулю кости (~30 ГПа). Это обеспечило бы наилучшую передачу функциональной нагрузки на имплантат в области образования новой кости и минимальное повреждение кости в месте присоединения [4].

Измерения модуля упругости исследуемого сплава в состояниях после деформации и последующего нагрева проводились ультразвуковым методом^{**}. В результате чего было выявлено, что с увеличением степени прокатки происходит и увеличение значения модуля упругости (табл. 2). Полученная зависимость противоречит литературным данным [5], следовательно, этот вопрос требует дополнительных исследований, которые будут проводиться в ближайшее время.

Таблица 2. Модуль упругости сплава Ti-26Nb-7Mo-12Zr.

Степень прокатки, %	30	60	90
E, ГПа	72,1	75,1	86,43

Литература

1. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. Mitsuo Niinomi. J. of the mechanical behavior of biomedical materials. 2008. p. 30-42.
2. Nanotechnologies for the formation of medical implants based on titanium alloys with bioactive coatings. Yu. R. Kolobov. Nanotechnologies in Russia. 2009. Vol. 4. Nos. 11-12. p. 758-775.
3. Хенч Л., Джонс Д. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей.- М.: Техносфера, 2007.- 303с.
4. Маттиас Элпле. Биоматериалы и биоминерализация. Перевод с немецкого под ред. В.Ф. Пичугина, Ю.П. Шарлеева, И.А. Хлусова. - Томск: Ветер, 2007. – 137с.
5. Matsumoto H., Watanabe S., Hanada S. Strengthening of low Young's modulus beta Ti-Nb-Sn alloys by thermomechanical processing // Proceedings of the materials for medical devices conference November 14-16, 2005. – p. 9-14.